



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 199 29 091 A 1

51 Int. Cl.⁷:
A 61 N 1/365
A 61 N 1/368

21 Aktenzeichen: 199 29 091.1
22 Anmeldetag: 24. 6. 1999
43 Offenlegungstag: 28. 12. 2000

DE 199 29 091 A 1

71 Anmelder:
BIOTRONIK Meß- und Therapiegeräte GmbH & Co.
Ingenieurbüro Berlin, 12359 Berlin, DE

74 Vertreter:
Patentanwälte Rau, Schneck & Hübner, 90402
Nürnberg

72 Erfinder:
Thong, Tran, Portland, Oreg., US

56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
zu ziehende Druckschriften:

US	57 66 230 A
EP	08 50 662 A2
EP	03 92 048 A1
WO	99 30 777 A1
WO	99 20 343 A1
WO	95 13 845 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

54 Verfahren zur Steuerung der Stimulationsamplitude eines kardiologischen Implantates

57 Ein Verfahren zur Steuerung der Stimulationsamplitude eines kardiologischen Implantates weist folgende Verfahrensschritte auf:

- Erfassen der Stimulationsimpedanz während der Abgabe linksseitiger Stimulationsimpulse in Form eines für den jeweiligen Stimulationsimpuls repräsentativen Meßwerts als Kriterium für eine erfolgreiche Abgabe eines Stimulationsimpulses,
- Ermitteln und Speichern eines für die Stimulation repräsentativen Impedanz-Vergleichswertes der Stimulationsimpedanz,
- Detektion einer Amplitudenschwelle für eine erfolgreiche Abgabe eines Stimulationsimpulses durch Feststellen einer signifikanten Änderung der erfaßten Stimulationsimpedanz gegenüber dem gespeicherten Vergleichswert der Stimulationsimpedanz, und
- Einstellen der Stimulationsamplitude auf der Basis der detektierten Amplitudenschwelle.

DE 199 29 091 A 1

BEST AVAILABLE COPY

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Steuerung der Stimulationsamplitude eines kardiologischen Implantates, das eine rechts- und linksseitige Stimulation des Herzens unter Verwendung einer linksseitigen Stimulationselektrode in einer Koronarvene und einer Gegenelektrode in der zugeordneten rechten Herzkammer durchführt.

Zum Hintergrund der Erfindung ist festzuhalten, daß sich bei kardiologischen Implantaten, wie z. B. Herzschrittmachern oder Defibrillatoren, das Problem einer möglichst lang ausreichenden Energieversorgung stellt. Die Lebensdauer eines Implantates kann dabei einerseits durch Erhöhung der Batteriekapazität, andererseits durch die Verringerung des Energieverbrauches verlängert werden. Die Erfindung setzt sich letzteres zum Ziel.

Der Energieverbrauch eines kardiologischen Implantates wird nun u. a. durch die variabel zu steuernden Amplituden der Reizimpulse bestimmt. Je niedriger die Amplitude eingestellt wird, desto geringer ist der Energieverbrauch des Implantates.

Problematisch dabei ist, daß die Amplitude natürlich nicht beliebig niedrig eingestellt werden kann, da für diesen Fall die Reizschwelle des von dem Implantat unterstützten Organs unterschritten und damit kein Stimulationserfolg mehr erreicht wird. Erschwerend ist in diesem Zusammenhang die Tatsache, daß die Reizschwellen, ab denen eine erfolgreiche Stimulation des Herzens stattfinden kann, zum einen von Patient zu Patient sehr unterschiedlich sein können. Zum anderen ändert sich die Reizschwelle, ab der ein Stimulationsimpuls erfolgreich in eine Herzkontraktion umgesetzt wird, bei ein und demselben Patienten aufgrund physiologischer Änderungen ebenfalls über die Zeit. Dabei sind Zeitkonstanten der Änderungen von wenigen Stunden bis Monaten durchaus gängig.

Moderne Herzschrittmacher haben aus dem vorstehenden Grund eine automatische Steuerung der Stimulationsamplitude, die durch geeignete Detektionsprozesse und Auswertelgorithmen die Stimulationsamplitude einerseits unter energetischen Gesichtspunkten möglichst niedrig, andererseits für eine zuverlässige Patientenversorgung auf einem bestimmten Mindestwert hält.

So ist es aus der US-A 5,766,230 bekannt, in prozeß- und schaltungstechnisch sehr aufwendiger Weise während jeder Abgabe eines Stimulationsimpulses zeitaufgelöst den Impedanzverlauf zu verfolgen. Ein erfolgreicher Stimulationsimpuls, der zu einer Kontraktion des Herzens führt, äußert sich im entsprechenden Impedanz-Meßdiagramm durch einen plötzlichen Abfall oder einen Spitzenwert je nach den physiologischen und meßtechnischen Gegebenheiten. Da die Impulserfassung praktisch in Echtzeit durchgeführt wird, kann bereits während eines Impulses ermittelt werden, ob der Impuls zu einer erfolgreichen Stimulation geführt hat. Wird eine solche Stimulation nicht erkannt, kann ein sogenannter "Sicherheitsimpuls" sofort verabreicht werden, der die gewünschte Herzkontraktion bewirkt.

Die vorstehende Detektionsweise bringt einen hohen geräte-technischen Aufwand mit sich, der insbesondere im Hinblick auf einen möglichst geringen Energieverbrauch der Schaltung von Nachteil ist. Zum einen ist die meßtechnisch aufwendige Echtzeit-Verfolgung der Stimulationsimpedanz nämlich energieaufwendig, zum anderen geht aus der genannten Patentschrift explizit hervor, daß die Stimulationsamplitude um einen hohen Sicherheits-Differenzwert über der eigentlich festgestellten Stimulationschwelle eingestellt wird. So zeigt ein Zahlenbeispiel in der US-A 5,766,230, daß bei einer sich einstellenden gemessenen Stimulationschwelle von ca. 1,5 V die eigentliche Stimula-

tionsspannung bei ca. 2,8 V – also fast dem doppelten Wert – liegt. Es wird im Stand der Technik also ein erhebliches Potential zur Energieeinsparung und damit Verlängerung der Lebensdauer kardiologischer Implantate vernachlässigt.

Davon ausgehend liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Steuerung der Stimulationsamplitude eines kardiologischen Implantates anzugeben, mit dem unter verringertem Energieeinsatz eine zuverlässige und therapiegerechte Stimulation des vom Implantat unterstützten Organs erreicht wird.

Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren mit folgenden Verfahrensschritten gelöst:

- Erfassen der Stimulationsimpedanz während der Abgabe linksseitiger Stimulationsimpulse in Form eines für den jeweiligen Stimulationsimpuls repräsentativen Meßwerts als Kriterium für eine erfolgreiche Abgabe eines Stimulationsimpulses,
- Ermitteln und Speichern eines für die Stimulation repräsentativen Impedanz-Vergleichswertes der Stimulationsimpedanz,
- Detektion einer Amplitudenschwelle für eine erfolgreiche Abgabe eines Stimulationsimpulses durch Feststellen einer signifikanten Änderung der erfaßten Stimulationsimpedanz gegenüber dem gespeicherten Vergleichswert der Stimulationsimpedanz, und
- Einstellen der Stimulationsamplitude auf der Basis der detektierten Amplitudenschwelle.

Die Erfindung geht dabei davon aus, daß das vom Implantat zu unterstützende Herz (auch) linksseitig stimuliert wird. Dabei wird sich die Tatsache zunutze gemacht, daß für eine Stimulation des linken Herzens höhere Amplitudenschwellen notwendig sind, als bei einer Stimulation des rechten Herzens, wie es z. B. bei dem Herzschrittmacher gemäß der US-A 5,766,230 eingesetzt wird. Die linksseitige Herzstimulation erfolgt z. B. über eine Ring-Elektrode, die in den Koronarsinus eingeschoben und nahe des linken Atriums oder – falls die Elektrode noch weiter eingeschoben wird – nahe des linken Ventrikels positioniert wird. Stimulation und Wahrnehmung können dann in an sich bekannter Weise entweder unipolar zwischen dieser Elektrode und dem Gehäuse des Implantates oder bipolar zwischen dieser Elektrode und einer weiteren, z. B. im rechten Atrium positionierten Elektrode, vorgenommen werden.

Bei der linksseitigen Stimulation des Herzens wird nun – da die rechtsseitige Stimulation mit niedrigeren Reizschwellen vonstatten geht – eine rechtsseitige Stimulation des Herzens gleichzeitig initiiert. Mit Erreichen der grenzwertigen Stimulationsamplitude für eine linksseitige Stimulation erfolgt also eine rechts- und linksseitige Stimulation des Herzens, wobei ein Stimulationserfolg in der linken Herzseite nicht gewährleistet ist, da nahe unterhalb der Amplitudenschwelle gearbeitet wird. Dies ist allerdings dahingehend unproblematisch, als eine Stimulation nur der rechten Herzseite hämodynamisch unbedenklich ist. Die linke Herzseite kontrahiert nämlich aufgrund der natürlichen Erregungsausbreitung nach einer rechtsseitigen Stimulation von selbst, wenn auch etwas später als bei gleichzeitiger erfolgreicher Stimulation. Diese natürliche Erregungsausbreitung ist auch der Grund dafür, daß herkömmliche Schrittmacher üblicherweise ausschließlich in der rechten Herzseite stimulieren können.

Da nun beim erfindungsgemäßen Verfahren der Stimulationserfolg in der linken Herzseite als Maß für die Einstellung der Stimulationsamplitude herangezogen wird, wird ein natürlicher Abstand zur absoluten Reizschwelle der rechten Herzseite ermittelt, unterhalb derer gar kein Stimu-

lationserfolg mehr eintritt. Dies ist der Abstand, der beim Stand der Technik durch Verwenden einer Sicherheits-Marge gewährleistet werden soll. Diese Sicherheits-Marge ist beim Stand der Technik mehr oder weniger willkürlich aufgrund von Erfahrungen gewählt, während beim erfindungsgemäßen Verfahren ein echter physiologischer Parameter, nämlich der linksseitige Stimulationserfolg, herangezogen wird.

Der für die Stimulation repräsentative Impedanz-Vergleichswert der Stimulationsimpedanz kann dabei als Referenzwert bei der Inbetriebnahme des kardiologischen Implantates ermittelt, angegeben und gespeichert werden. Vorzugsweise wird der Impedanz-Vergleichswert jedoch laufend als Einzel- oder Durchschnittswert der Impedanz über mehrere Stimulationsimpulse hinweg ermittelt und aktualisiert abgespeichert.

Die erfindungsgemäß vorgesehene Detektion der Amplitudenschwelle kann dabei durch einen laufenden Vergleich mit dem Impedanz-Vergleichswert auf der Basis einer signifikanten Verringerung der Stimulationsimpedanz gegenüber dem Impedanz-Vergleichswert bei einer nichterfolgreichen Abgabe eines linksseitigen Stimulationsimpulses erfolgen. Dies bedeutet, daß bei stetig erfolgreicher Stimulierung immer mit einer gleichbleibenden Stimulationsamplitude gearbeitet wird.

Alternierend hierzu kann die Amplitudenschwelle durch sukzessives Erhöhen der Amplitude der Stimulationsimpulse praktisch abgescannt werden, bis eine erfolgreiche Herzstimulation linksseitig durch Feststellen einer signifikanten Erhöhung der Stimulationsimpedanz gegenüber dem Vergleichs-Impedanzwert detektiert wird.

Falls hinsichtlich besonderer Therapie-Formen gewünscht, kann die Stimulationsamplitude zwar um einen Puffer-Differenzwert über der detektierten Amplitudenschwelle eingestellt werden. Diese Sicherheits-Marge kann jedoch aufgrund der Heranziehung des linksseitigen Stimulationserfolgs als Basis für die Einstellung der Amplitudenschwelle weitaus geringer ausfallen, als die Sicherheits-Marge beim Stand der Technik, wo ein Faktor 2 eingesetzt wird.

In einer bevorzugten Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens kann bei Ausbleiben des Stimulationserfolgs auf der linken Herzseite eine zuverlässige Verfahrensroutine eingesetzt werden, um die Amplitudenschwelle den offensichtlich geänderten Verhältnissen anzupassen. Demnach wird die Stimulationsamplitude auf einen Maximalwert gesetzt und dann sukzessive während der folgenden Stimulationszyklen erniedrigt, bis wieder ein Ausbleiben des Stimulationserfolgs festgestellt wird. Dieser Zustand definiert die neue Amplitudenschwelle, bei der zwar aufgrund der Grenzwertigkeit zur linksseitigen Stimulierung auf dieser Herzseite ein Erfolg nicht unbedingt gewährleistet ist, jedoch wird ein ausreichender, physiologisch definierter Abstand zur Reizschwelle der rechten Herzseite eingehalten, was insoweit zu einer zuverlässigen Arbeitsweise des Implantates führt.

Zur Erhöhung der Zuverlässigkeit kann gemäß einer bevorzugten Weiterbildung des Verfahrens nach Feststellen eines Ausbleibens des Stimulationserfolgs die Stimulationsamplitude für mindestens einen Impuls auf einen Maximalwert gesetzt werden.

Eine besonders bevorzugte Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist für eine tripolare Stimulationsanordnung mit einer linksseitigen Stimulationselektrode in einer Koronarvene, einer rechtsseitigen Stimulationselektrode in einer zugeordneten rechten Herzkammer und einer Gegenelektrode angegeben. Demnach kann bei der Detektion der Amplitudenschwelle die Stimulationsimpedanz auf eine

signifikante Impedanzhöhung beim Übergang von einer nur rechtsseitig erfolgenden Stimulation auf eine beidseitig erfolgende Stimulation überwacht und die Stimulationsamplitude auf den beim Übergang festgestellten Amplitudenwert eingestellt werden. Bei dieser Auslegung des erfindungsgemäßen Verfahrens werden die Möglichkeiten einer tripolaren Elektrodenanordnung optimal ausgenutzt. Aufgrund der durch die tripolare Anordnung möglich gewordenen meistechnischen Differenzierung zwischen ausschließlich rechtsseitiger Stimulation und beidseitiger Stimulation ist es unbedenklich, bei Feststellen eines linksseitig ausgebliebenen Stimulationserfolgs den Amplitudenwert der Amplitudenschwelle nicht zu erhöhen. Damit wird die eingangs erörterte Aufgabenstellung eines möglichst geringen Energieeinsatzes in besonderer Weise verfolgt.

Entgegen dem diskutierten Stand der Technik ist es bei der Erfindung möglich, den für den jeweiligen Stimulationsimpuls repräsentativen Meßwert der Stimulationsimpedanz durch kontinuierliches Aufzeichnen und Auswerten von Strom und Spannung als über den Impuls integrierter oder gemittelter Durchschnittswert zu erfassen. Bei der Implementierung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist also keine aufwendige Echtzeit-Überwachung des Impulses notwendig, es muß lediglich ein Durchschnittswert verarbeitet werden.

Dieser Wert kann in nochmaliger Vereinfachung auch dadurch ermittelt werden, daß lediglich zu einem definierten Zeitpunkt nach Beginn des Impulses der Stimulationsstrom gemessen und zu der geräteseitig eingestellten Stimulationsspannung zur Berechnung der Impedanz in Beziehung gesetzt wird.

Weitere Merkmale, Einzelheiten und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels anhand der beigefügten Zeichnung.

Fig. 1 zeigt eines schematischen Schaubild eines herzschriltmachergestützten Herzens mit einer tripolaren Elektrodenanordnung.

In der Zeichnung ist mit 1 als schematischer Schnitt ein Herz mit seinem rechten Atrium 2, rechten Ventrikel 3, linken Atrium 4 und linken Ventrikel 5 gezeigt. Über die Vena cava 6 sind zwei Katheter 7, 8 in das Herz eingeführt, von denen der eine Katheter 7 über das rechte Atrium 2 in das rechte Ventrikel 3 vorgeschoben ist. An diesem Katheter 7 sind eine Spitzenelektrode 9 und eine Ringelektrode 10 angebracht. Die Spitzenelektrode 9 ist an der Spitze des rechten Ventrikels 3 im Myokard 11 verankert. Die Ringelektrode 10 floatet frei im Blutstrom innerhalb des rechten Ventrikels 3.

Der zweite Katheter 8 ist über den Koronarsinus 12 bis zur sich daran anschließenden großen Herzvene 13 vorgeschoben, womit eine weitere Ringelektrode 14 in dieser großen Herzvene 13 positioniert wird.

Die beiden Katheter 7, 8 führen zu einem üblicherweise subkutan implantierten Herzschrittmacher 15, an den die Elektroden 9, 10, 14 über entsprechende Eingänge angeschlossen sind. Der apparative Aufbau des Herzschrittmachers 15 ist üblich, wozu z. B. neben einer geeigneten Energieversorgung auf der Basis einer Batterie und einer Telemetrie-Datenübertragungseinrichtung zur Programmierung des Herzschrittmachers und zum Abrufen von Daten jeweils von außen auch eine Mikroprozessor-gestützte zentrale Steuereinheit gehört, in der ein entsprechendes Steuerprogramm implementiert ist. Dieses setzt bestimmte Routinen und Verfahren zur Abgabe von Stimulationsimpulsen mit bestimmten Pulsformen, Stimulationsamplituden, zeitlichen Abfolgen, usw. um, wie es für die Therapie des in seiner Funktion gestörten Herzens 1 notwendig ist.

In dieser Hinsicht ist auch ein Verfahren zur Steuerung der Stimulationsamplitude des Herzschrittmachers 15 gemäß der Erfindung in dem Steuerprogramm des Schrittmachers implementiert. Ausgegangen wird dabei von einer tripolaren Anordnung mit der Spitzenelektrode 9 und Ringelektrode 14 als Kathoden und der Ringelektrode 10 als anodische Gegenelektrode. Es findet also eine links- und rechtsseitige ventrikuläre – also "biventrikuläre" – Stimulierung des Herzens durch Abgabe entsprechender Stimulationsimpulse statt. Diese Stimulationsimpulse sind auf eine bestimmte Stimulationsamplitude einzustellen, wofür ein bestimmter Amplitudenschwellenwert ermittelt werden muß, der eine zuverlässige Stimulierung des Herzens gewährleistet. Dazu wird die Stimulationsimpedanz während der Abgabe von Stimulationsimpulsen über die Elektroden 9, 14, 10 15 erfaßt, indem der über die Spitzenelektrode 9 und Ringelektrode 14 verabreichte Stimulationsstrom zu einem definierten Zeitpunkt, z. B. 30 µsec nach Beginn des bis zu zwei msec dauernden Stimulationsimpulses gemessen und mit der geräteseitig eingestellten Stimulationsspannung zur Berechnung der Impedanz in Beziehung gesetzt wird. Hierbei wurde durch medizinische Meßreihen herausgefunden, daß bei einem nur rechtsseitigen Stimulationserfolg die Stimulationsimpedanz z. B. 230 Ohm betrug, wogegen bei einer beidseitigen Stimulation dieser Wert bei 290 Ohm lag. Ein 20 entsprechender Impedanz-Vergleichswert kann in einem entsprechenden Speicher in der Mikroprozessorsteuerung des Herzschrittmachers abgespeichert werden. Beim Betrieb des Herzschrittmachers wird dann die erfaßte Stimulationsimpedanz mit dem gespeicherten Vergleichswert verglichen und bei einer signifikanten Änderung während eines Stimulationsimpulses die dabei eingesetzte Stimulationsamplitude als Amplitudenschwelle für eine erfolgreiche Abgabe eines Stimulationsimpulses detektiert. Entsprechend wird dann die Stimulationsamplitude eingestellt.

Im laufenden Betrieb kann der Impedanz-Vergleichswert als Durchschnittswert über mehrere Stimulationsimpulse hinweg ermittelt und jeweils aktualisiert abgespeichert werden. Damit findet quasi eine passive Detektion der Amplitudenschwelle statt, da während des laufenden Betriebes gemessen wird.

Eine aktive Detektion kann auf der Basis der vorstehend erwähnten Erhöhung der Stimulationsimpedanz bei nur rechtsseitigem bzw. rechts- und linksseitigem Stimulationserfolg durchgeführt werden, in dem eine Amplitudenschwelle ermittelt wird durch sukzessives Erhöhen der Amplitude der Stimulationsimpulse, bis eine erfolgreiche Herzstimulation durch Feststellen einer signifikanten Erhöhung der Stimulationsimpedanz detektiert wird. Dabei wird speziell der Übergang von einem niedrigeren Impedanzwert bei nur rechtsseitig erfolgreicher Stimulation auf den höheren Impedanzwert für eine beidseitig erfolgreiche Stimulation überwacht.

Anschließend wird die Stimulationsamplitude auf den beim Übergang festgestellten Amplitudenwert eingestellt, so daß der Herzschrittmacher praktisch immer an der Grenze zur beidseitigen Stimulation arbeitet. Aufgrund von Schwankungen der notwendigen Reizschwellen kann es nun zwar geschehen, daß die Stimulationsamplitude für eine beidseitige Stimulation zu gering ist, da sie jedoch ein ausreichendes Maß über dem für die rechtsseitige Stimulation notwendigen Niveau liegt, ist diese rechtsseitig Stimulation praktisch jederzeit gewährleistet. Insoweit kann bei einem linksseitig ausgebliebenen Stimulationserfolg auch eine Erhöhung des Amplitudenwertes ausbleiben.

Falls nur eine rechtsseitige oder gar keine Stimulation festgestellt wurde, kann die Stimulationsamplitude für den nachfolgenden Impuls auch auf einen Maximalwert gesetzt

und anschließend bei weiteren folgenden Impulsen sukzessive erniedrigt werden. Es wird also ein Zustand eingestellt, bei dem auf hohem Energieniveau, also beidseitig stimuliert wird. Die Grenze zwischen beidseitiger und ausschließlich 5 rechtsseitiger Stimulierung wird durch die erwähnte Überwachung des Impedanzwertes festgestellt, wonach die Amplitudenschwelle auf diesen Grenzwert eingestellt wird. Damit erfolgt eine Anpassung an die neue Amplitudenschwelle.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Steuerung der Stimulationsamplitude eines kardiologischen Implantates, das eine rechts- und linksseitige Stimulation des Herzens unter Verwendung einer linksseitigen Stimulationselektrode (14) in einer Koronarvene (13) durchführt, **gekennzeichnet durch folgende Verfahrensschritte:**

- Erfassen der Stimulationsimpedanz während der Abgabe linksseitiger Stimulationsimpulse in Form eines für den jeweiligen Stimulationsimpuls repräsentativen Meßwerts als Kriterium für eine erfolgreiche Abgabe eines Stimulationsimpulses,
- Ermitteln und Speichern eines für die Stimulation repräsentativen Impedanz-Vergleichswertes der Stimulationsimpedanz,
- Detektion einer Amplitudenschwelle für eine erfolgreiche Abgabe eines Stimulationsimpulses durch Feststellen einer signifikanten Änderung der erfaßten Stimulationsimpedanz gegenüber dem gespeicherten Vergleichswert der Stimulationsimpedanz, und
- Einstellen der Stimulationsamplitude auf der Basis der detektierten Amplitudenschwelle.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Impedanz-Vergleichswert laufend als Einzel- oder Durchschnittswert über mehrere Stimulationsimpulse ermittelt und aktualisiert abgespeichert wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, gekennzeichnet durch eine Detektion der Amplitudenschwelle auf der Basis einer signifikanten Verringerung der Stimulationsimpedanz gegenüber dem Impedanz-Vergleichswert aufgrund einer nichterfolgreichen Abgabe eines Stimulationsimpulses.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, gekennzeichnet durch eine aktive Detektion der Amplitudenschwelle durch sukzessives Erhöhen der Amplitude der Stimulationsimpulse, bis eine erfolgreiche Herzstimulation durch Feststellen einer signifikanten Erhöhung der Stimulationsimpedanz gegenüber dem Impedanz-Vergleichswert detektiert wird.

5. Verfahren nach Anspruch 4, gekennzeichnet durch regelmäßiges Wiederholen der Amplitudenschwellendetektion zur laufenden Aktualisierung der Amplitudenschwelle.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Stimulationsamplitude um einen Puffer-Differenzwert über der Amplitudenschwelle eingestellt wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß nach Feststellen einer nichterfolgreichen Abgabe eines Stimulationsimpulses die Stimulationsamplitude für einen nachfolgenden Impuls auf einen Maximalwert gesetzt und anschließend die Amplitude sukzessive erniedrigt wird, bis ein Ausbleiben des Stimulationserfolges die Amplitudenschwelle definiert.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß nach Feststellen eines Ausbleibens des Stimulationserfolges die Stimulationsamplitude für mindestens einen Impuls auf einen Maximalwert gesetzt wird. 5
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8 unter Verwendung einer tripolaren Stimulationsanordnung mit einer linksseitigen Stimulationselektrode (14) in einer Koronarvene (13), einer rechtsseitigen Stimulationselektrode (9) in einer zugeordneten rechten Herzkammer (3) und einer Gegenelektrode (10), dadurch gekennzeichnet, daß bei der Detektion der Amplitudenschwelle die Stimulationsimpedanz auf eine signifikante Impedanzserhöhung beim Übergang von einer nur rechtsseitig erfolgenden Stimulation auf eine beidseitig erfolgende Stimulation überwacht und die Stimulationsamplitude auf den beim Übergang festgestellten Amplitudenwert eingestellt wird. 10
10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß bei Feststellen eines linksseitig ausgebliebenen Stimulationserfolges der Amplitudenwert nicht erhöht wird. 15
11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß als für den jeweiligen Stimulationsimpuls repräsentativer Impedanz-Meßwert ein durch kontinuierliches Aufzeichnen und Auswerten von Strom und Spannung über den Impuls integrierter oder gemittelter Durchschnittswert der Impedanz erfaßt wird. 20
12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß zur Bestimmung des für den jeweiligen Stimulationsimpuls repräsentativen Impedanz-Meßwerts zu einem definierten Zeitpunkt nach Beginn des Impulses der Stimulationsstrom gemessen und mit der geräteseitig eingestellten Stimulationsspannung zur Berechnung der Impedanz in Beziehung gesetzt wird. 25 30 35

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

